

Aus der Inneren Abteilung des Städt. Humboldt-Krankenhauses
Berlin-Reinickendorf

Ärztlicher Direktor und Chefarzt der Inneren Abteilung:
Privatdozent Dr. med. habil. Johannes A. Schneider

ENTWICKLUNG UND ERPROBUNG
EINES NEUARTIGEN
VEKTORKARДИОGRAMM-ZEICHENGERÄTES

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an den

Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Horst Günter Kawel

aus Berlin

1971



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Inneren Abteilung des Städt. Humboldt-Krankenhauses
Berlin-Reinickendorf

Ärztlicher Direktor und Chefarzt der Inneren Abteilung:

Privatdozent Dr. med. habil. Johannes A. Schneider

Entwicklung und Erprobung
eines neuartigen
Vektorkardiogramm-Zeichengerätes

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Horst Günter Kawel
aus Berlin

Referent: Priv. Doz. Dr. med. habil. J. A. Schneider

Korreferent: Professor Dr. med. Günter Neuhaus



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche der
Freien Universität Berlin

Promoviert am: 2. März 1971

Entwicklung und Erprobung eines
neuartigen Vektorkardiogramm-
Zeichengerätes.

Disposition:

A. Grundlagen und Geschichte
der Vektorkardiographie.

B. Das Zeichengerät.

1. Die Technik der Aufzeichnung
von Vektorkardiogrammen.
2. Einführung eines neuartigen
Vektorkardiogramm-Zeichengerätes.
3. Die räumliche Darstellung des
Vektorkardiogramms.

C. Anwendung des Zeichengerätes in der
klinisch-kardiologischen Praxis.

1. Schenkelblockbilder.
2. Kammerhypertrophien.
3. Myocardinfarkte
 - a) der Vorderwand
 - b) der Hinterwand.

D. Zusammenfassung.

A. Grundlagen und Geschichte
der Vektorkardiographie.

Die vektorielle Deutung des Elektrokardiogramms (56, 103) als Vektorkardiographie im weitesten Sinne geht von der Theorie aus, daß sich das Herz hinsichtlich der von der Körperoberfläche ableitbaren kardioelektrischen Erscheinungen wie ein elektrischer Dipol verhält.

Dieses Dipol-Konzept, das inzwischen allgemeine Anerkennung gefunden hat (123, 125, 142), geht auf WALLER 1889 (163) zurück, der damit auch den Begriff der "elektrischen Herzachse" prägte. 1911 wurde dieser eher physiologisch orientierte Begriff der "elektrischen Herzachse" von H. B. WILLIAMS anlässlich eines Besuches des EINTHOVEN'schen Laboratoriums durch den physikalisch exakten Terminus "Vektor" ersetzt (171):

Der Dipol als gerichtete physikalische Größe gestattet die Darstellung als Vektor-Pfeil, wobei die Dipol-Stellung durch die Pfeilrichtung, die Stärke des Dipols durch die Pfeillänge angegeben werden (141, 152).

Da sich der Dipol im Verlaufe einer Herzaktion im Raume drehend bewegt, wobei sich seine Stärke ändert, beschreibt der Vektorpfeil bei wechselnder Länge eine entsprechende Drehung im Raum. Um die Verhältnisse für eine praktische Verwendung der vektoriellen Darstellung nicht übermäßig zu komplizieren, hat es sich als zweckmäßig erwiesen, einen festen Nullpunkt des Vektors anzunehmen, wenn auch eine Nullpunktwanderung, besonders bei Schenkelblockbildern, als gesichert gelten darf (56, 124).

Unter diesen Voraussetzungen ist die gesamte elektrokardiographische Information als Bewegung eines Punktes, der Vektorspitze, in einem dreidimensionalen Raum gegeben. Die von der Vektorspitze beschriebene Raumkurve wird als Vektorschleife, ihre Registrierung als Vektorkardiogramm bezeichnet.

Bei der Darstellung in einem zweidimensionalen Koordinatensystem, etwa auf einer Papierfläche, können nur entweder zwei Raumkoordinaten oder eine räumliche und eine Koordinate für die Zeit berücksichtigt werden.

In dem von EINTHOVEN (43) eingeführten System wurde von der zweiten Möglichkeit Gebrauch gemacht. Folgende Gründe waren dafür entscheidend:

- 1) erfolgt bei einer Ableitung von zwei Elektroden zwangsläufig die Projektion des räumlichen Vektors auf eine Gerade, die effektive Ableitungsachse (137), und
- 2) ist die Länge des Registrierpapierstreifens durch den Ablauf bereits als Zeitkoordinate definiert.

Diese Darstellung des Raumvektors in seiner Projektion auf eine Gerade und als Funktion der Zeit - in der Folge skalare Ableitung genannt - ist charakteristisch für die konventionelle Elektrokardiographie (46).

Bei der Anfertigung eines Vektorkardiogramms, der Vektorkardiographie im engeren Sinne, wird auf eine eigene Koordinate für die Zeit verzichtet. Dadurch stehen für die Aufzeichnung der Vektorschleife zwei Raumkoordinaten zur Verfügung, die die Darstellung der Frontal-, der Horizontal- und der Sagittalprojektion ermöglichen.

Vektorkardiogramm und skalares Elektrokardiogramm unterscheiden sich also lediglich in der Art der geometrischen Darstellung unter der Voraussetzung, daß das letztere in mindestens drei möglichst senkrecht aufeinanderstehenden, also orthogonalen, und synchron geschriebenen Ableitungen vorliegt.

Die methodisch einfachen und exakt reproduzierbaren Extremitätenableitungen erfüllen diese Bedingung nicht, da sie nur Aussagen über die Projektion des Integralvektors (136) auf die Frontalebene gestatten (44).

Eine weitere Einschränkung der Aussagemöglichkeiten des konventionellen Elektrokardiogramms ist bei Nicht-Synchroneinschreibung der Ableitungen gegeben, weil in diesem Falle die in der "Phasenverschiebung" (170) zweier bzw. mehrerer Ableitungen enthaltene semantische Information verloren geht.

Die Mängel des klassischen Extremitäten-Ableitungssystems (43) wurden frühzeitig erkannt.

Bereits 1920 schlug MANN (109) vor, das Einthoven-Dreieck mittels einer dorsalen Elektrode durch eine transversale Ableitung zu ergänzen.

Diese Elektrodenanordnung (Tetraeder) wurde 1929 von SAWJALOFF (135), 1947 von WILSON (172) und modifiziert 1950 von JOUVE (nach 167) eingeführt.

Obwohl das Tetraedersystem (179) die gesamte vektorielle semantische Information enthält, setzten sich in der Folge immer mehr orthogonale Systeme durch, wobei die größere Anschaulichkeit eine entscheidende Rolle gespielt haben dürfte.

Nach MANN, der 1920 das erste orthogonale Ableitungssystem entwickelte (110), wurden in dem Bestreben, eine möglichst korrekte Aufzeichnung des kardioelektrischen Feldes zu erhalten, zahlreiche andere Elektrodenanordnungen vorgeschlagen (15, 34, 36, 41, 46, 49, 51, 52, 62, 66, 77, 85, 86, 88, 89, 92, 95, 96, 115, 116, 133, 167, 175, 177, 178).

Wenn auch die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Methoden in mehreren Publikationen beschrieben wurde (2, 3, 4, 7, 8, 16, 22, 23, 28, 30, 53, 61, 75, 76, 87, 98, 118, 120, 121, 128, 134, 143, 149, 156), so darf doch die große Anzahl von Ableitungssystemen, von denen einige einen enormen technischen Aufwand erfordern (z.B. 72 Elektroden mit Netzwerk bei RIJLANT), als mitverantwortlich dafür angesehen werden, daß die Vektorkardiographie gegenüber der konventionellen Elektrokardiographie eine vergleichsweise nur zögernde Ausbreitung erfuhr.

Erst in den letzten Jahren beginnt sich immer mehr das System nach FRANK (51) durchzusetzen, das bei hinreichender Orthogonalität nur acht Elektroden einschließlich der Null-Elektrode erfordert (7, 10, 13, 15, 16, 21, 23, 28, 40, 48, 63, 67, 68, 79, 93, 101, 108, 111, 112, 157, 159, 161, 164, 178).

B. Das Zeichengerät.

1. Die Technik der Anfertigung von Vektorkardiogrammen.

Die Anfertigung eines Vektorkardiogramms erfordert gegenüber dem konventionellen Elektrokardiogramm einen erhöhten technischen Aufwand:

Aus zwei Projektionen des Integralvektors auf zwei senkrecht aufeinander stehenden effektiven Ableitungen $a_c h s e n$ muß die Vektorprojektion auf eine Ableitung $e b e n e$ gebildet werden.

Bei der indirekten Methode (56) wird der Vektor nach dem skalaren Elektrokardiogramm konstruiert.

Bereits 1913 fertigte EINTHOVEN (45) ein Vektorkardiogramm aus 10 Punkten an. 1920 zeichneten MANN ("Monokardiogramm" 109) und FAHR (47) Vektorkardiogramme nach den skalaren EINTHOVEN'schen Ableitungen. Diese Konstruktionen beruhten auf einer umständlichen Messung von Amplituden des skalaren Elektrokardiogramms und ihrer Übertragung in ein geeignetes Koordinatensystem.

In der Folge wurden mehrere Versuche unternommen, die umständliche "Punkt-für-Punkt-Konstruktion" (138) zu mechanisieren und damit zu vereinfachen. BRIDGEN und SHILLINGFORD (20, 146) konstruierten 1951 ein nach optischen Prinzipien, WITHAM 1954 (174) ein mit Kettenzügen über Umlenkrollen arbeitendes Zeichengerät. Auch die Geräte von FISCHMANN (49), VOGEL (162) und KOWARZYK (80, 81, 83, 84, 91) waren trotz ihres technischen Aufwandes so umständlich im Gebrauch, daß sie sich auf die Dauer gegenüber den immer mehr vervollkommenen Methoden einer direkten Registrierung nicht behaupten konnten (82, 128).

Eine Sonderstellung nimmt das erstmalig 1965 angewandte Verfahren von ARNAUD (11) ein, der durch eine Anlage für elektronische Datenverarbeitung die Werte des skalaren orthogonalen Elektrokardiogramms zunächst speichern und anschließend als Vektorkardiogramm ausdrucken ließ.

Bei der direkten Registrierung mittels Spiegelgalvanometers oder eines Kathodenstrahloszillographen erfolgt die Ablenkung des Lichtstrahls bzw. des Elektronenstrahls entsprechend den

Potentialgrößen, die von den senkrecht aufeinander stehenden Ableitungsachsen abgenommen werden. 1931 entwickelte MANN ein Spiegelgalvanometer (110), das das "Monokardiogramm" direkt auf Photopapier aufzeichnete. SCHELLONG führte 1936 den Kathodenstrahloszillographen (139) ein, der die Vektorschleife auf dem Leuchtschirm unmittelbar zu beobachten gestattet, zu ihrer Dokumentation allerdings photographische Aufnahmen erfordert.

Die direkt registrierenden Verfahren müssen die gleichzeitige Aufzeichnung der Vektorschleife in mindestens zwei senkrecht aufeinander stehenden Projektionsebenen ermöglichen, wenn nicht ein Verlust an elektrokardiographischer Information eintreten soll.

Erst in den letzten Jahren erreichten die Ergebnisse einer direkten Darstellung der Vektorschleife mittels Kathodenstrahloszillograph eine Perfektion, die mit den Resultaten der zeichnerischen Darstellung konkurrieren konnte.

Diese Vektorkardiographen sind allerdings so teuer, daß sich ihre Anschaffung für mittelgroße und kleine Kliniken sowie für kardiologische Fachpraxen aus finanziellen Gründen in den meisten Fällen verbietet. Da ein praktisch brauchbares Gerät zur indirekten Konstruktion von Vektorkardiogrammen bisher nicht vorlag, könnte die sich hieraus ergebende technologische Lücke durch ein Zeichengerät geschlossen werden, das die Nachteile der bisherigen Apparate vermeidet und folgende Bedingungen erfüllt:

- 1) Das neuartige Zeichengerät muß auf jeglichen mechanischen, optischen oder elektronischen Aufwand verzichten und nach rein geometrischen Prinzipien arbeiten.
- 2) Es muß eine präzise und rasche Konstruktion der Frontal-, Horizontal- und Sagittalprojektion der Vektorschleife nach den orthogonalen skalaren Ableitungen ermöglichen.
- 3) Es muß so einfach im Aufbau sein, daß sein Anschaffungspreis unter einem Hundertstel des eines Kathodenstrahl-Vektorkardiographen liegt.

2. Einführung eines neuartigen Vektorkardiogramm-Zeichengerätes.

Ausgegangen wurde von der Überlegung, daß die Herstellung einer Vektorschleife aus skalaren Ableitungen ein geometrisches Problem ist. Es muß deshalb auch mit rein geometrischen Mitteln, unter Verzicht auf komplizierte mechanische, optische oder elektronische Vorrichtungen möglich sein, diese Aufgabe zu lösen.

Zu jedem beliebigen Zeitpunkt t ist der Ort der Vektorspitze durch die Ausschlagshöhen in den drei FRANK'schen Ableitungen festgelegt, wobei V_x , V_y und V_z einem dreidimensionalen Koordinatensystem mit Breite, Höhe und Tiefe entsprechen. Die Darstellung aus V_x und V_y entspricht somit einer Projektion der Vektorschleife auf die Frontalebene; analog ergeben V_x und V_z die Projektion auf die Horizontal- und V_y mit V_z auf die Sagittalebene.

Für die zeichnerische Konstruktion der Vektorschleifen mußte also eine Vorrichtung geschaffen werden, die es ermöglicht, die Ausschlagshöhen von jeweils zwei Ableitungen senkrecht aufeinander abzubilden.

Gleichzeitig war es wünschenswert, die normalerweise relativ kleinen Ausschläge in den skalaren Ableitungen vergrößert darzustellen.

Eine bisher noch nicht beschriebene Methode, das Vektorkardiogramm auf Grund dieser Überlegungen aufzuzeichnen, liegt dem Gerät zugrunde, das auf den folgenden Seiten vorgestellt wird.

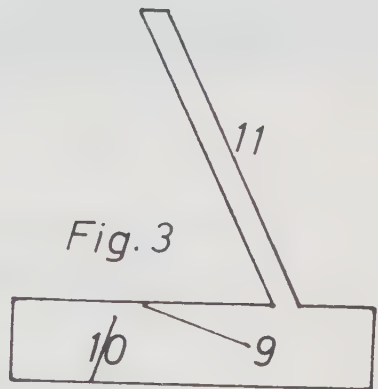
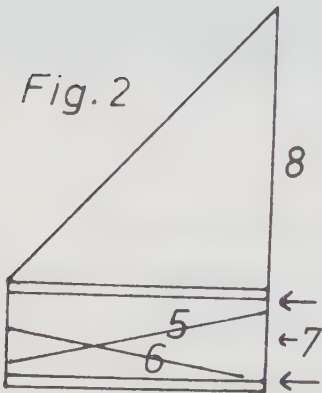
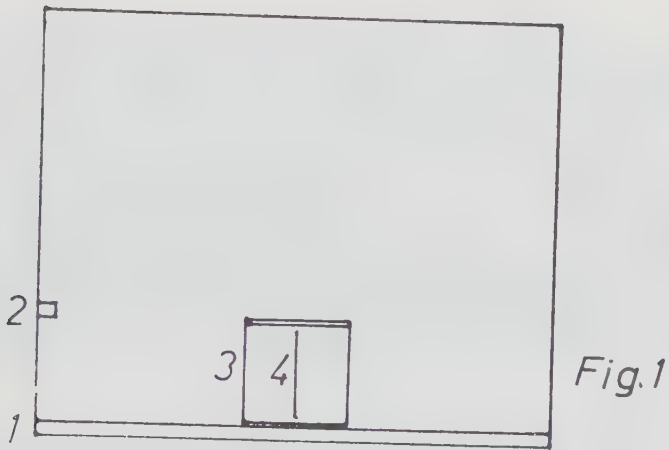


Abb. 1: Technischer Aufbau des
Vektorkardiogramm-Zeichengerätes.
(Legende auf S. 15)

Erläuterungen zur Abb. 1:

Fig. 1: Zeichengrundbrett mit Schlitten-
führungsleiste -1-, Schlittenan-
schlag -2-, aufklappbarem Papier-
führungstunnel -3- mit der die ge-
schriebenen EKG-Ableitungen senk-
recht zur Schreibrichtung schneiden-
den Zeitlinie -4-;

Fig. 2: Schlitten mit Meßlinien -5-, -6-,
Führungstunnel für den Schieber -7-
und Zeichenkante -8-;

Fig. 3: Schieber mit Meßlinien -9-, -10-
sowie Zeichenausleger mit der
Zeichenkante -11-.

Der Schnittpunkt der beiden Zeichenkanten
-8- und -11- bildet den Zeichenpunkt.

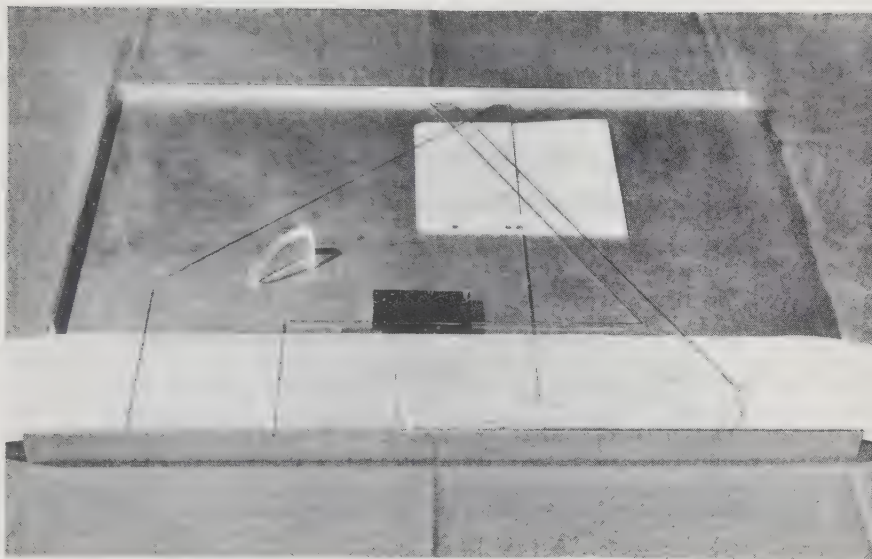


Abb. 2: Ansicht des Vektorkardiogramm-
Zeichengerätes.

Das Zeichengrundbrett ist aus
Aluminium, Schlitten und Schie-
ber sind aus Plexiglas ange-
fertigt.

Die dem Zeichenvorgang zu Grunde liegenden geometrischen Gegebenheiten seien wie folgt kurz zusammengefaßt:

Der Winkel, den die auf dem Schieber (Fig.3) angebrachte Meßlinie -9- mit der Schieber-Längsachse bildet, erhalte die Bezeichnung α . Der Winkel, den die Schieberzeichenkante -11- mit der Schieber-Längsachse bildet, sei β genannt. Wird der Schieber (Fig.3) bei am Schlittenanschlag -2- festliegenden Schlitte (Fig.2) so bewegt, daß der Schnittpunkt der Schiebermeßlinie -9- mit der Zeitlinie -4- eine Strecke s auf der Zeitlinie zurücklegt, so bewegt sich der Schnittpunkt der Schieberzeichenkante -11- mit der Schlittenzeichenkante -8- um den Betrag $s \cdot \cot \alpha \cdot \tan \beta$.

Durch die Winkel, die die Schiebermeßlinie -9- und die Schieberzeichenkante -11- mit der Schieber-Längsachse bilden, wird folglich der Maßstab dieses Zeichenvorganges (Zeichenvorgang A, vgl. Abb. 3) bestimmt.

Bei feststehendem Abstand von Schiebermeßlinie -9- zur Schieberzeichenkante -11- kann, wenn sich der Schlitten (Fig.2) in seiner Ausgangsposition am Schlittenanschlag -2- befindet, jedem Punkt auf der Zeitlinie -4- eine Höhe über der Zeichenbrettunterkante zugeordnet werden, die sich bei anschließendem Verschieben des Schlittens (Fig.2) längs der Schlittenführungsleiste -1- nicht verändert.

Der Zeichenvorgang A wird angewandt zur Übertragung der Werte der Ableitung V_x für Frontal- und Horizontalprojektion sowie der Werte der Ableitung V_z für die Sagittalprojektion.

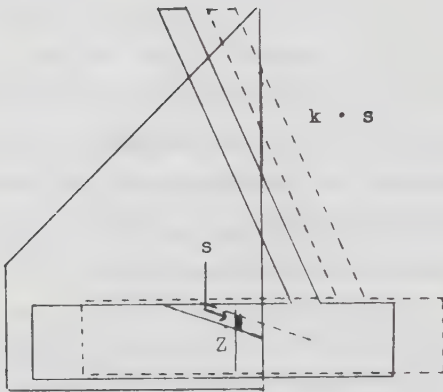


Abb. 3: Zeichenvorgang A.

Wird der Schieber gegenüber dem am Anschlag festliegenden Schlitten so weit verschoben (ausgezogene bis gestrichelte Kontur), daß der Schnittpunkt der Schiebermeßlinie mit der Zeitlinie Z den Weg s (rot markiert) zurücklegt, wandert der Zeichenpunkt s **e n k r e c h t** zur Schlittenführungsleiste um den Betrag $k \cdot s$ (grün markiert) aus. (Der Vergrößerungsfaktor k ist abhängig von der Neigung der Schiebermeßlinie und der Schieberzeichenkante gegenüber der Schlittenführungsleiste.)

Wird der Winkel, den eine Schlittenmeßlinie -5- oder -6- mit der Schlitten-Längsachse bildet, mit γ bezeichnet, so legt der Schnittpunkt einer Schlittenmeßlinie mit der Zeitlinie -4- auf dieser Zeitlinie eine Strecke s zurück, wenn der Schlitten (Fig.2) um den Betrag s mal $\cotangens \gamma$ verschoben wird (Zeichenvorgang B, vgl. Abb. 4).

Jedem Punkt auf der Zeitlinie entspricht folglich auch eine bestimmte Lage der Schlittenzeichenkante -8- auf der Zeichengrundfläche.

Daraus folgt, daß durch zwei Punkte auf der Zeitlinie mittels der Zeichenvorgänge A und B die eindeutige Lage eines Punktes auf der Zeichengrundfläche festgelegt wird.

Da die Schiebereinstellung für die Meßpunkte der Ableitung V_x sowohl für die Frontal- als auch die Horizontalprojektion die gleiche ist, lassen sich diese Projektionen mühelos in einem Arbeitsgang zeichnen.

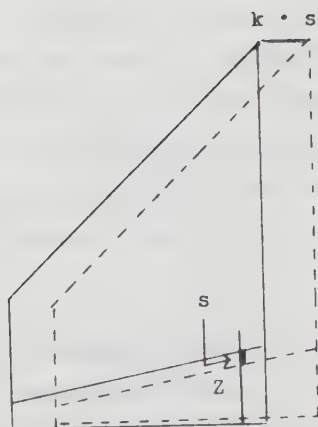


Abb. 4: Zeichenvorgang B.

Wird der Schlitten so weit verschoben, (ausgezogene bis gestrichelte Kontur), daß der Schnittpunkt der Schlittenmeßlinie mit der Zeitlinie Z den Weg s (rot markiert) zurücklegt, wandert der Zeichenpunkt parallel zur Schlittenführungsleiste um den Betrag $k \cdot s$ (grün markiert) aus. (Der Vergrößerungsfaktor k ist abhängig von der Neigung der Schlittenmeßlinie gegenüber der Schlittenführungsleiste.)

Die kombinierte Zeichnung von Frontal- und Horizontal-Projektion verläuft wie folgt:

Nachdem das Zeichenpapier auf dem Zeichengrundbrett (Fig.1) mit Klebeband befestigt wurde, wird der EKG-Streifen in den Papierführungstunnel -3- eingelegt.

Zunächst wird der elektrische Nullpunkt des Vektorkardiogramms ermittelt. Der EKG-Streifen wird so weit im Papierführungstunnel bewegt, bis die Zeitlinie -4- die drei isoelektrischen Linien der orthogonalen Ableitungen unmittelbar vor dem Beginn der frühesten Kammerausschläge schneidet.

Jetzt wird der Schlitten (Fig.2) entlang der Schlittenführungsleiste -1- bis zum Schlittenanschlag -2- geschoben.

Anschließend wird bei feststehendem Schlitten der Schieber (Fig.3) so weit herausgezogen, bis die auf dem Schieber

befindliche Meßlinie -9- durch den Punkt verläuft, in dem die Zeitlinie -4- den Kurvenzug der den zu zeichnenden Projektionen gemeinsamen Ableitung (z.B. V_x für Frontal- und Horizontalprojektion) schneidet.

Dabei bewegt sich der Schnittpunkt der Zeichenkanten -8- und -11- und bestimmt damit die Höhe des zu ermittelnden Zeichenpunktes über der Zeichenbrettunterkante (Zeichenvorgang A).

Nunmehr wird der Schlitten so weit entlang der Schlittenführungsleiste -1- verschoben, bis die auf dem Schlitten für die anderen Ableitungen vorgesehenen Meßlinien -5- und -6- jeweils durch den Punkt verlaufen, in dem die Zeitlinie -4- den Kurvenzug der betreffenden Ableitung schneidet (Zeichenvorgang B).

Für die Frontalprojektion wäre dies der Schnittpunkt der Meßlinie -6- mit der Ableitung V_y :

Die beiden Zeichenkanten treffen sich jetzt in einem Punkt, der dem elektrischen Nullpunkt der Frontalprojektion entspricht und auf dem Zeichenpapier markiert wird.

Für die Horizontalprojektion wird der Schlitten weiterbewegt, bis die Zeichenlinie -5- die Ableitung V_z schneidet; nun wird vom Schnittpunkt der beiden Zeichenkanten die entsprechende Stelle der Horizontalprojektion dargestellt und kann angezeichnet werden.

Nach dem gleichen Prinzip können anschließend die Amplituden der Kammeranfangs- und -endschwankungen zu jedem beliebigen Zeitpunkt, etwa 5 ms, 10 ms, 15 ms usw. nach Erregungsbeginn, als Projektionen der Vektorspitze auf die entsprechenden Ebenen aufgetragen werden.

Da es im Wesen des Vektorkardiogramms liegt, daß der Zeitablauf keine eigene Koordinate besitzt, hat es sich als zweckmäßig erwiesen, die Zeichenpunkte mit einer Zeitangabe in ms (nach Erregungsbeginn) zu versehen; dadurch wird eine gesonderte Angabe der Umlaufrichtung überflüssig.

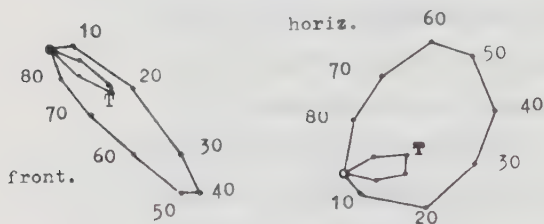


Abb. 5: Frontal- und Horizontalprojektion eines normalen, nach den skalaren FRANK'schen Ableitungen V_x , V_y und V_z konstruierten Vektorkardiogramms.

3. Die räumliche Darstellung des Vektorkardiogramms.

Zur quantitativen Erfassung vektorieller Befunde (6, 58, 65, 96, 99, 132, 173, 180, 181, 182) und aus didaktischen Gründen wurden mehrere Methoden beschrieben, die Größe einzelner Vektoren zu bestimmen und ihre Lage in einfachen Raummodellen darzustellen (33, 42, 65, 74, 100, 147, 148, 158, 160).

Die Darstellung eines absoluten Raumvektors kann entweder rechnerisch und mühsam nach den skalaren Ableitungen erfolgen oder nach direkt aufgezeichneten Vektorkardiogrammen, wobei die notwendige Identifizierung von Momentanvektoren in verschiedenen Projektionen häufig schwierig oder sogar unmöglich ist (123).

Bei dem vorstehend beschriebenen Zeichengerät ist eine solche Identifikation von Momentanvektoren in allen drei Raumebenen mit Sicherheit gegeben, so daß die Konstruktion eines Raumvektors einen nur geringen Aufwand erfordert:

Der Raumvektor stellt die Hypothenuse eines rechtwinkligen Dreiecks dar, dessen eine Kathete von der horizontalen Vektorprojektion und dessen andere von der Höhe der Vektorspitze über der x-Achse in der Frontalprojektion gebildet werden.

(Vgl. Abb. 6 auf S. 28)

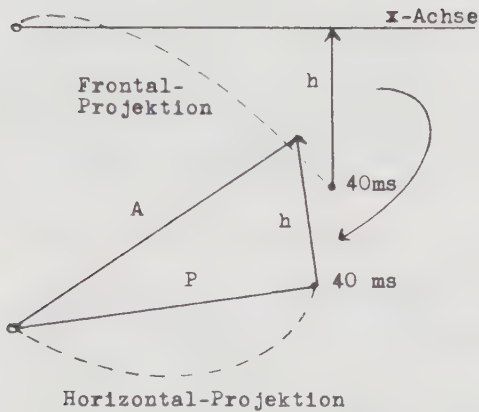


Abb. 6: Beispiel für eine Konstruktion
der absoluten Größe des 40 ms-
Vektors.

P = Projektion des 40 ms-Vektors
auf die Horizontalebene.

h = Höhe der Spitze des 40 ms-
Vektors über der x -Achse in
der Frontalprojektion.

A = Absolute Größe des 40 ms-
Vektors.

Im Vergleich zur räumlichen Darstellung einzelner Vektoren stellt die der gesamten Vektorschleife eine wesentliche Verbesserung dar (18, 97) und führt nach BURGER (31) zu einer statistisch gesicherten höheren diagnostischen Trefferquote.

Die Anfertigung von Drahtmodellen ist zeitraubend und überwiegend für didaktische Zwecke von Bedeutung (24, 167).

Bequemer ist die stereoskopische Darstellung der Vektorschleife mittels zweier Kathodenstrahloszillographen, mit denen die korrespondierenden Teilbilder erzeugt werden.

Die der Tiefendimension entsprechenden Differenzen der Teilbilder werden entweder durch besondere Ableitungssysteme erzeugt (24, 37) oder dadurch, daß auf elektronischem Wege etwa bei der Frontalprojektion die Vektorschleife eines Teilbildes analog der jeweiligen Potentiale von V_z längs der x-Achse verschoben wird (94).

Allerdings kommt diesem Verfahren vorerst keine praktische Bedeutung zu, weil es einen enormen technischen Aufwand erfordert und weil die korrespondierenden "tears" (168) gestaltlich so wenig definiert sind, daß die Verschmelzung der Teilbilder besonders ungeübten Betrachtern große Mühe bereitet.

Diese Nachteile werden bei der Anfertigung von Stereo-Anaglyphen-Bildern mit dem vorstehend beschriebenen Vektorkardiogramm-Zeichengerät vermieden.

Für das Anaglyphenverfahren, das auch den Vorteil einer leichten Archivierbarkeit bietet, sind lediglich ein roter und grüner Farbstift sowie eine mit Rot- und Grünfolie versehene Betrachterbrille erforderlich.

Die Zuordnung der Teilbilder zum rechten und linken Auge des Betrachters erfolgt dadurch, daß beim Blick durch ein FarbfILTER nur die komplementärfarbige Zeichnung wahrgenommen werden kann.

Ein dem Anaglyphenverfahren eigentümlicher Mangel, daß bei weißer Zeichenfläche wegen einer Nebenfärbdichte des Grünpigments keine vollständige Löschung des Grünbildes zu erzielen ist, läßt sich durch Verwendung eines rötlich getönten Zeichenpapiers leicht beheben (Prinzip der Farbmaskierung).

Soll eine Frontalprojektion (aus V_x und V_y gebildet) zusätzlich die Tiefeninformation aus V_z erhalten, wird zunächst der Zeichenpunkt der normalen Projektion mit Grünstift markiert, so daß er nur von dem durch das Rotfilter blickende rechte Auge gesehen wird.

Durch einen Stereo-Zeichenvorgang läßt sich jetzt ein zweiter Punkt ermitteln, der gegenüber dem ersten längs der x-Achse um den Betrag δx versetzt ist.

Dieser zweite Punkt wird rot gezeichnet und kann deshalb nur von dem mit einem Grünfilter versehenen linken Auge erkannt werden.

Der Stereo-Zeichenvorgang bewirkt, daß der Abstand der beiden nebeneinander liegenden Farbpunkte proportional dem jeweiligen Ausschlag von V_z ist. Je weiter vorn die gezeichnete Vektorspitze liegt, (d.h. bei der Schaltung nach FRANK, je stärker V_z elektro-negativ ist), desto größer wird der Abstand zwischen den beiden Farbpunkten.

Bei der stereoskopischen Verschmelzung des vom linken Auge wahrgenommenen Rotpunktes und des vom rechten Auge gesehenen (links vom roten Punkt gelegenen) Grünpunktes kommt es also zu einer stärkeren Konvergenz der Sehachsen und damit zum Eindruck größerer Betrachternähe.

Es hat sich in der Praxis gezeigt, daß die Stereobilder in ihrem Raumeindruck dann am meisten befriedigen, wenn der betrachterfernste Punkt der Vektorschleife auf der Papierebene liegt.

Um das zu erreichen, verbindet man die höchsten Spitzen der Ableitung V_z mit einer Linie, der sog. Stereohilfslinie.

Nachdem der Zeichenpunkt der Frontalprojektion mit Grünstift markiert wurde, wird der Schlitten (Fig.2) so weit verschoben, bis die Stereomeßlinie -10-, die sich auf dem Schieber (Fig.3) befindet, durch den Schnittpunkt der Stereohilfslinie mit der Zeitlinie -4- verläuft.

Anschließend zieht man bei festliegendem Schlitten den Schieber so weit heraus, bis die Stereomeßlinie den Kurvenzug von V_z schneidet. Der neu gewonnene Zeichenpunkt wird senkrecht über dem grünen Punkt mit Rotstift markiert.

Entsprechende Stereo-Informationen lassen sich der Horizontal- und der Sagittal-Projektion hinzufügen.

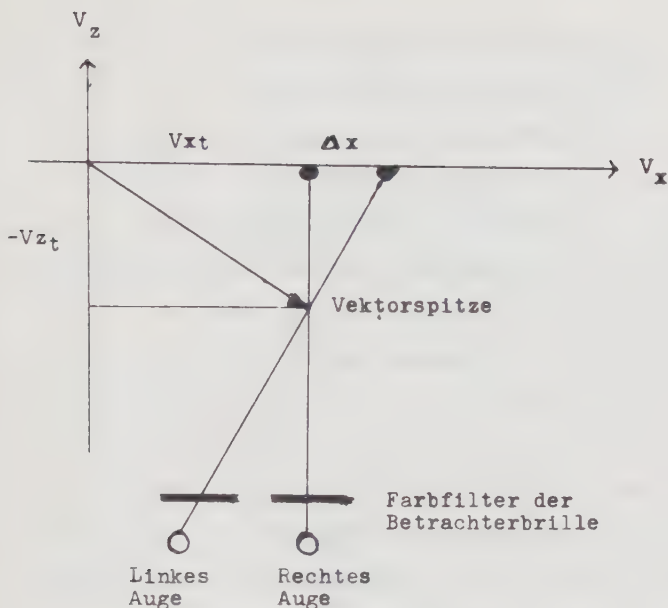


Abb. 7: Die Darstellung eines Vektor-Kardiogramms als stereoskopisches Anaglyphenbild.

Die Augen des Betrachters blicken auf die in der Zeichnung nur im Schnitt erkennbare, der Achse V_x entsprechende Papierebene, auf der die normale Frontalprojektion der dargestellten Vektorspitze mit den Koordinaten V_{x_t} und V_{y_t} als grüner Punkt abgebildet sein soll.

Durch den Stereo-Zeichenvorgang wird ein zweiter, rot markierter Punkt ermittelt, dessen Entfernung vom grünen Punkt $\Delta x = f \text{ mal } V_{z_t}$ beträgt. Die Sehachsen schneiden sich in der Vektorspitze mit dem Abstand V_{z_t} vor der Papierebene. An dieser Stelle wird bei der stereoskopischen Betrachtung der Zeichenspunkt wahrgenommen.

Der (negative) Faktor f , der vom Anstieg der Stereomeßlinie und von der Neigung der Schieberzeichenkante gegenüber der Schieberlängsachse abhängig ist, darf als Konstante angenommen werden, da nach der geometrischen Beziehung

$$\Delta x = \frac{V_{z_t} \text{ mal Augenabstand}}{\text{Betrachterabstand} - V_{z_t}}$$

Δx dem Wert V_{z_t} annähernd direkt proportional ist, solange der Betrachterabstand gegenüber V_{z_t} genügend groß gewählt wird.

Bei der Verlagerung der gesamten räumlichen Vektorschleife vor die Papierebene mittels Stereohilfslinie (vgl. Text) wird der Ausdruck f mal V_{z_t} durch f mal $(V_{z_{\max}} - V_{z_t})$ ersetzt, wobei $V_{z_{\max}}$ den Wert des höchsten Ausschlages in Ableitung V_z bedeutet.

Für den betrachterfernsten Punkt wird damit $\Delta x = (V_{z_{\max}} - V_{z_{\max}}) = 0$, so daß Rot- und Grünpunkt zusammenfallen und auch bei der Betrachtung mit der Rot-Grün-Brille als auf der Papierebene liegend wahrgenommen werden.

C. Anwendung des Zeichengerätes
in der klinisch-kardiologischen
Praxis.

Durch zahlreiche vergleichende Untersuchungen konnte bestätigt werden, was auf Grund der unterschiedlichen physikalisch-geometrischen Darstellungsweisen von Elektrokardiogramm und Vektorkardiogramm (102, 107, 140, 151) zu erwarten war:

Während das skalare Elektrokardiogramm sich bei Fragestellungen, die die Herzrhythmik betreffen, überlegen zeigt (64), gestattet das Vektorkardiogramm eine genauere Analyse des räumlichen Erregungsablaufs (3, 19, 20, 29, 40, 55, 56, 60, 63, 70, 74, 122, 129, 144, 145, 150, 165).

Im Vektorkardiogramm stellen sich Kammerhypertrophien (12, 14, 17, 35, 38, 50, 53, 57, 73, 79, 131, 144, 153, 154, 155, 157, 161, 178, 183) und Schenkelblockbilder (5, 48, 69, 106, 117, 164) differenzierter dar als im konventionellen Elektrokardiogramm.

Die Diagnose von Infarktresiduen, kleinen Infarkten, Mehrfachinfarkten sowie Infarkten lateraler bis basaler Myocardbezirke, die von der Erregungswelle spät erreicht werden, wird durch das Vektorkardiogramm erleichtert oder überhaupt erst ermöglicht (3, 7, 9, 26, 27, 32, 39, 54, 59, 64, 67, 68, 71, 72, 104, 105, 111, 112, 113, 114, 119, 126, 127, 129, 130, 145, 167, 169, 176).

Nachfolgend soll über die Anwendung des Vektorkardiogramm-Zeichengerätes in der klinisch-kardiologischen Praxis anhand von 153 Vektorkardiogrammen berichtet werden, die nach den skalaren orthogonalen FRANK'schen Ableitungen einer Gruppe von 104 Patienten auf einer internen Männerstation des Städtischen Humboldt-Krankenhauses in Berlin-Reinickendorf gezeichnet wurden.

Bei dieser Gruppe von Patienten, die im zweiten Halbjahr 1968 stationär aufgenommen worden waren, handelt es sich nicht um ein auswahlfreies Kollektiv:

Während bei einer Anzahl von Patienten, die mit Sicherheit an keiner kardialen Erkrankung litten, ein Vektorkardiogramm angefertigt wurde, mußte bei mehreren Patienten mit gesicherten Myocardinfarkten aus organisatorischen Gründen auf die Konstruktion der Vektorschleife verzichtet werden.

Gleichzeitig mit einem üblichen 12-Ableitungs-Programm - fallweise ergänzt durch das NEHB'sche Dreieck, die Ableitungen V_7 , V_8 , rechtsthorakale oder hohe WILSON-Ableitungen - wurden mit einer Papiergeschwindigkeit von 200 mm/s die FRANK'schen orthogonalen Ableitungen synchron (25) geschrieben.

Nach den FRANK'schen orthogonalen skalaren Ableitungen wurden mit Hilfe des vorstehend beschriebenen Gerätes in einem Arbeitsgang die Frontal- und die Horizontal-Projektion gezeichnet.

Bereitete bei kompliziertem Schleifenverlauf die räumliche Vorstellung nach diesen Projektionen Schwierigkeiten, erfolgte zusätzlich die Konstruktion der Sagittal-Projektion oder des Stereo-Anaglyphen-Bildes.

Die Bestimmung der absoluten Größe eines Raumvektors wurde nach der oben beschriebenen einfachen konstruktiven Methode durchgeführt.

<u>Diagnose</u>	<u>Anzahl der Fälle</u>
Kein Schenkelblock, kein sicherer Anhalt für Kammerhypertrophie	13
Linksschenkelblock	0
Rechtsschenkelblock	6
Linksventrikelhypertrophie	13
Rechtsventrikelhypertrophie	
Typ I (nach LICHTLEN, 106)	3
Typ II	7
Typ III	1
Typ IV	0
Biventrikuläre Hypertrophie	3
Summe	46

Tabelle 1: Vektorkardiographische Diagnosen
bei 46 Patienten ohne Myocardinfarkt.

46 Patienten, von denen Vektorkardiogramme vorlagen, ließen weder klinisch noch elektrokardiographisch einen Myocardinfarkt erkennen.

Unter diesen Fällen boten 13 Patienten völlig unauffällige Elektrokardiogramme und Vektorkardiogramme.

1. Schenkelblockbilder.

Während ein Linksschenkelblock in unserem Kollektiv nicht enthalten war, fand sich bei 6 Patienten das Bild eines Rechtsschenkelblocks. Der in diesen 6 Fällen beobachtete Verlauf der Vektorschleife in der Horizontalprojektion im Gegenuhrzeigersinn weit hinter dem Nullpunkt gestattete den sicheren Ausschluß einer Rechtsventrikelhypertrophie mit terminaler dextro-anteriorer Orientierung (Typ IV nach LICHTLEN), die im konventionellen Elektrokardiogramm sehr ähnliche Bilder hervorrufen kann.

Die Überlegenheit der vektoriellen Darstellung für die Differentialdiagnose zwischen geringgradig ausgeprägtem Rechtsschenkelblock und Rechtsventrikelhypertrophie wird von HOLZMANN bestätigt, der auch für die konventionelle Elektrokardiographie eine Information benutzt, die in der gegenseitigen Beziehung zweier

synchron geschriebenen Ableitungen enthalten ist (Polarität der Ableitung V_1 zum Zeitpunkt des Nulldurchganges in der Ableitung V_5) (69).

2. Kammerhypertrophien.

13 Patienten wiesen die vektorkardiographischen Zeichen einer Linksventrikelhypertrophie auf:

Die Vektorschleife erschien nach hinten links und horizontal abgedreht, die anteriore Entwicklung war reduziert, die T-Schleife zeigte eine auffällige Verlagerung nach vorn rechts. Die nach der vorstehend beschriebenen einfachen konstruktiven Methode ermittelte räumliche Größe des Maximalvektors erbrachte Werte von über 2 mV.

Bei diesen 13 Patienten konnte nach dem konventionellen Elektrokardiogramm nur in 9 Fällen mit Sicherheit eine Linksventrikelhypertrophie diagnostiziert werden. Die höhere Trefferquote der

vektorkardiographischen Methode stimmt mit den in der Literatur gemachten Angaben gut überein (14, 73, 78, 131, 153, 167, 178).

Die in unserem Kollektiv vorhandenen 11 Fälle von Rechtsventrikelhypertrophie gestatteten eine eindeutige Klassifizierung nach den von LICHTLEN (106) vorgeschlagenen Typen.

Die leichteste Form (Typ I, 3 Fälle) zeigt lediglich eine auffällige terminale Orientierung der Vektorschleife nach hinten, die sich im konventionellen Elektrokardiogramm als tiefes S in den Ableitungen V_2 und V_3 darstellt.

Die posteriore Orientierung der Vektorschleife beim Typ I geht beim Typ II (7 Fälle) in eine dextro-posteriore über, der im Elektrokardiogramm die Ausbildung eines S in den Ableitungen I und V_6 entspricht (Typ III der Rechtsventrikelhypertrophie nach HOLZMANN, 69).

In der weiteren Entwicklung zum Typ III nach LICHTLEN (dextro-posterior-anterior) unterwandert der terminale Schleifenschenkel den zentrifugalen, so daß in der Horizontalprojektion eine schlanke, evtl. acht-förmige Figur beobachtet werden kann (1 Fall).

Diese Unterwanderung ist beim Typ IV (dextro-anterior) vollzogen: Der terminale Schleifenschenkel liegt vor dem zentrifugalen, die Drehrichtung verläuft in der Horizontalprojektion im Uhrzeigersinn. Diese schwerste Form der Rechtsventrikelhypertrophie war in unserem Material nicht enthalten.

Bei 3 Patienten fanden sich kombiniert vektorkardiographische Kriterien sowohl einer Links- als auch einer Rechtsventrikelhypertrophie. In guter Übereinstimmung mit der Klinik konnte die Diagnose einer biventrikulären Hypertrophie (106, 167) gestellt werden.

3. Myocardinfarkte.

Es sind drei Veränderungen der Vektorschleife, die in ihrer zeitlichen Aufeinanderfolge als charakteristisch für einen Myocardinfarkt angesehen werden dürfen.

Diese Veränderungen treten unter den besonderen Bedingungen der Projektion auf skalare Ableitungen in den meisten Fällen auch im konventionellen Elektrokardiogramm auf.

1) Der Potentialverlust. Im subakuten, chronischen und Narbenstadium ist der infarzierte Myocardbezirk elektrisch inaktiv (56, 59). Der dadurch bedingte Ausfall von Partialvektoren wirkt sich auf den Integralvektor unterschiedlich aus, je nachdem sie diesem gleich- oder entgegengerichtet waren.

Im ersten Falle kommt es zu einer Reduzierung des Integralvektors ("Kontureinbruch" nach PORTHEINE, 126, 129, 130), im zweiten zu einer Ausweitung der Vektorschleife gegenüber ihrem praeinfarziellen Verlauf (127).

2) Die S-T-Elevation. Der S-T-Elevation, die im skalaren Elektrokardiogramm bei Myocardinfarkten im akuten bis subakuten Stadium beobachtet wird, entspricht ein senkrecht auf dem infarzierten Areal stehender ST-Vektor, dessen Ursache noch immer umstritten ist.

Während manche Autoren (56) einen durch die nekrotisierten Myocardbezirke hervorgerufenen Verletzungsstrom annehmen, der zum Absinken der isoelektrischen Linie führt, (so daß die ST-Hebung in Wirklichkeit die Potentialdifferenz zu einer nicht mehr "isoelektrischen" Linie darstellt), erklärt LICHTLEN (106) die

S-T-Elevation durch eine überwie-
gende Hyperpolarisation der Herz-
muskel-Außenschichten.

3) Die Veränderung der Repolarisation.

Die Infarkttrandbezirke zeigen im sub-
akuten und chronischen Stadium Ab-
weichungen des normalen Repolarisations-
verhaltens, die eine Abdrehung der ter-
minalen T-Schleife vom Infarktbezirk
fort bewirken.

Dieses Repolarisationsverhalten führt
im konventionellen Elektrokardiogramm
zu einer T-Negativierung besonders
deutlich in jenen Ableitungen, auf die
sich der terminale T-Schleifenschenkel
maximal projizieren kann ("Optimale"
nach GILLMANN, 56).

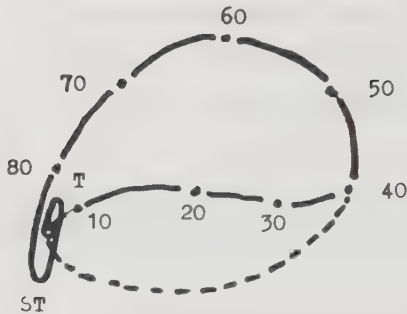


Abb. 8: Schematische Darstellung der Horizontalprojektion eines Vektorkardiogramms bei Anteroseptalinfarkt im subakuten Stadium (ausgezogene Kontur). Durch den Verlust nach vorn gerichteter Teil-Potentiale erfährt der gestrichelt wiedergegebene normale Anfangsteil der Vektorschleife bis 40 ms nach Erregungsbeginn eine Verlagerung nach hinten. Der ST-Vektor ist nach vorn, die T-Schleife terminal nach hinten gerichtet.



Abb. 9: Nach diesem Vektorkardiogramm konstruierte skalare Ableitung V_2 .

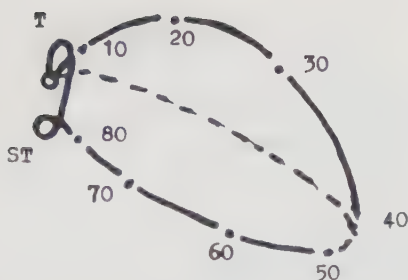


Abb. 10: Schematische Darstellung der Frontalprojektion eines Vektorkardiogramms bei Hinterwandinfarkt im subakuten Stadium (ausgezogene Kontur). Durch den Verlust nach unten-hinten gerichteter Teilpotentiale erfährt der gestrichelt wiedergegebene normale Anfangsteil der Vektorschleife bis 40 ms nach Erregungsbeginn eine Ausweitung nach oben-vorn. Der ST-Vektor ist nach unten-hinten, die T-Schleife terminal nach oben-vorn gerichtet.



Abb. 11: Nach vorstehendem Vektorkardiogramm konstruierte skalare Ableitung III.

Diagnose	Anzahl der Fälle
Anteroseptalinfarkt	5
Ausgedehnter Vorderwandinfarkt	9
Anterolateralinfarkt	5
(Diaphragmaler) Hinterwand- infarkt ohne Einbeziehung lateralen bis basalen Bezirke	7
(Diaphragmaler) Hinterwand- infarkt mit Einbeziehung lateralen bis basalen Bezirke	20
Posterobasaler-lateraler Infarkt	8
Reiner hoch-basaler Infarkt	4
Summe	58

Tabelle 2: Vektorkardiographische Diagnosen
bei 58 Patienten mit Myocardin-
farkten.

a) Vorderwandinfarkte.

Bei den 5 Anteroseptalinfarkten und 9 ausgedehnten Vorderwandinfarkten in unserem Kollektiv stimmten die elektrokardiographischen Befunde mit den vektorkardiographischen gut überein.

Da die normalerweise überwiegenden, nach vorn bis vorn-links gerichteten Partialvektoren durch die Infarkte ausfielen, entwickelten sich die pathologischen Vektorschleifen in ihrem Anfangsteil nach hinten.

Beim reinen Anteroseptalinfarkt reichte der Kontureinbruch bis etwa 30 ms, beim ausgedehnten Vorderwandinfarkt bis 50 ms nach Erregungsbeginn, so daß es in einigen Fällen in der Horizontalprojektion zu acht-förmigen Figuren oder sogar zu einer Umkehrung der Drehrichtung kam (126, 129, 130).

Entsprechend weit nach links-
praecordial erstreckten sich die
typischen Infarkt-Kriterien in
den WILSON-Ableitungen.

Bei 4 Patienten mit klinisch ge-
sicherten Infarkten bot das kon-
ventionelle Elektrokardiogramm
lediglich die Zeichen eines sog.
rudimentären Vorderwandinfarktes,
der zwar eine vorübergehende ST-
Elevation und eine T-Negativierung,
nicht aber einen R-Verlust erkennen
ließ.

Durch das Vektorkardiogramm wurde
deutlich, daß auch in diesen Fällen
ein Potentialverlust vorlag, der
aber erst etwa 25 ms nach Erregungs-
beginn einsetzte (Anterolateral-Infarkt
nach PORTHEINE, vgl. Abb. 12), so daß
die intakten anteroseptalen Potentiale
sich als deutliche R-Zacken in allen
WILSON-Ableitungen darstellen konnten.

Bei einem weiteren Patienten, der 1966 einen sicheren Vorderwand-Infarkt erlitten hatte, waren jetzt im konventionellen Elektrokardiogramm keine Infarkt-Residuen mehr nachweisbar. Erst das Vektorkardiogramm zeigte zwischen 25 ms und 50 ms nach Erregungsbeginn einen Kontur-einbruch, der die Diagnose eines Infarkt-Narbenstadiums zu sichern gestattete.

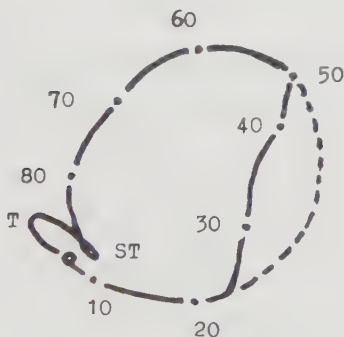


Abb. 12: Schematische Darstellung der Horizontalprojektion eines Vektorkardiogramms bei Anterolateral-Infarkt im subakuten Stadium (ausgezogene Kontur). Durch den Verlust nach links-vorn gerichteter Teilpotentiale erfährt der

gestrichelt wiedergegebene normale Schleifenanteil zwischen 25 ms und 50 ms nach Erregungsbeginn einen Kontureinbruch.

Der ST-Vektor ist nach vorn-links, die T-Schleife terminal nach hinten-rechts gerichtet.



Abb. 13: Nach dem Vektorkardiogramm der Abb. 12 konstruierte skalare Ableitung V_4 .

b) Hinterwandinfarkte.

27 Fälle von Hinterwandinfarkten, die durch den elektrokardiographischen Verlauf und die Klinik gesichert waren, boten auch im Vektorkardiogramm keine diagnostischen Schwierigkeiten.

Durch den initialen Verlust nach unten und hinten gerichteter Potentiale gewinnen die elektrischen Kräfte der Vorderwand das Übergewicht und bewirken eine charakteristische Ablenkung der Vektorschleife nach oben und vorn (vgl. Abb. 10). Am deutlichsten stellt sich das veränderte Verhalten in der Frontalprojektion dar und führt in den nach unten gerichteten skalaren Ableitungen III, aVF und II zur Ausbildung typischer, tief negativer und breiter Q-Zacken (vgl. Abb. 11).

Entsprechend dem diaphragmal gelegenen Infarktbezirk ist der ST-Vektor im akuten und subakuten Stadium nach unten-hinten gerichtet.

Die T-Schleife zeigt im Verlauf eine zunehmende Abdrehung vom infarzierten Areal fort, also nach oben und vorn (9, 54, 64, 127).

Als wertvolles diagnostisches Kriterium für die vektorielle Beurteilung hat sich die Dauer der superioren Entwicklung erwiesen:

In allen von uns beobachteten Fällen mit gesichertem (diaphragmalen) Hinterwandinfarkt lag die Spitze des 30 ms-Vektors oberhalb der Horizontalebene. Eine von LICHTLEN (106) erwähnte Diskrepanz zwischen der Dauer der superioren Entwicklung und der Q-Breite in der nach unten gerichteten skalaren Ableitung läßt sich darauf zurückführen, daß im Gegensatz zur Vektorkardiogramm-Konstruktion nach skalaren Ableitungen bei der direkt registrierenden Vektorschreibung eine exakte Bestimmung des Erregungsbeginns nicht möglich ist, wenn die Bewegung der frühesten Potentiale senkrecht zur Projektionsebene erfolgt.

Bei 20 Patienten mit gesicherten Hinterwandinfarkten zeigte das Vektorkardiogramm neben der beschriebenen initialen Verlagerung der Vektorschleife einen 40 ms bis 60 ms nach Erregungsbeginn einsetzenden Potentialverlust, der einem Ausfall überwiegend nach links-hinten gerichteter, von der lateralen bis hoch-basalen Hinterwand induzierter elektrischer Kräfte entspricht (129, 130, 144, 145).

Aus diesem Befund darf auf die Einbeziehung der lateralen bis hoch-basalen Hinterwand in das Infarktgeschehen geschlossen werden.

Dieser späte Potentialverlust, der von uns in keinem Falle bei infarkt-unverdächtigen Patienten gefunden wurde, zeigte sich auch in 12 weiteren Fällen von klinisch gesicherten Myocardinfarkten:

8 dieser Fälle entsprachen im Vektorkardiogramm einem posterobasalen-lateralen Infarkt nach LICHTLEN (106), indem sie eine auffällige anteriore Orientierung mit nach vorn gerichtetem 45 ms-Vektor aufwiesen.

Dieser Befund deutet auf einen zusätzlichen Verlust relativ früher und überwiegend nach hinten gerichteter Potentiale hin.

Die übrigen 4 Patienten dieser Gruppe ließen die anteriore Orientierung vermissen. Nur der im Vektorkardiogramm zu erkennende späte Potentialverlust ermöglichte die elektrokardiographische Infarkt diagnose:

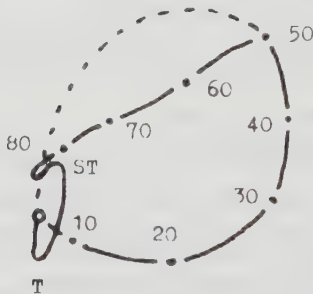


Abb. 14: Schematische Darstellung der Horizontalprojektion eines Vektorkardiogramms bei reinem hoch-basalen Hinterwandinfarkt im subakuten Stadium (ausgezogene Kontur). Durch den Verlust nach hinten gerichteter Teilpotentiale erfährt der gestrichelt wiedergegebene normale

Schleifenanteil 50 ms nach Erregungs-
beginn einen Kontureinbruch.

Der ST-Vektor ist nach hinten, die
T-Schleife terminal nach vorn gerichtet.



Abb. 15: Nach dem Vektorkardiogramm
der Abb. 14 konstruierte skalare
Ableitung V_2 .

Der ST-Vektor, der beim frischen
hoch-basalen Hinterwandinfarkt nach
hinten gerichtet ist, kann sich in
den WILSON-Ableitungen lediglich
rechts-*praecordial* als spiegelbild-
liche ST-Senkung darstellen.

Der wahre Charakter dieser ST-Senkung
läßt sich häufig dadurch nachweisen,
daß bei gespiegelter Betrachtung der
Ableitung V_2 eine zunächst nach oben

konvexe ST-Hebung sich in typischer Weise im Verlauf abschwächt und (bedingt durch die Abdrehung der T-Schleife nach vorn) eine zunehmende - spiegelbildliche - terminale T-Negativierung beobachtet werden kann (Abb. 15).

Bei hoch-basalem Hinterwandinfarkt ermöglicht also das Vektorkardiogramm die Bestätigung der klinischen Infarktdiagnose und eine Infarktlokalisierung bereits zu einem Zeitpunkt, an dem das konventionelle Elektrokardiogramm noch keine typischen Veränderungen erkennen läßt (114, 176).

Wenn auch in einem Teil der Fälle durch die sorgfältige elektrokardiographische Verlaufskontrolle die Infarktdiagnose mit Hilfe des konventionellen Elektrokardiogramms ebenfalls gesichert werden konnte, so erwies sich doch die frühzeitige und exakte vektorkardiographische Diagnose hinsichtlich der therapeutischen und prognostischen Konsequenzen als sehr wertvoll.

C. Zusammenfassung.

Es wurde ein neuartiges, nach rein geometrischen Prinzipien arbeitendes Vektorkardiogramm-Zeichengerät von sehr einfachem Aufbau beschrieben, das eine rasche und mühelose Konstruktion der Frontal-, Horizontal- und Sagittal-Projektion sowie die Anfertigung stereoskopischer Anaglyphenbilder nach skalaren orthogonalen Ableitungen ermöglicht.

Jeder Besitzer eines EKG-Dreifach-Schreibers mit zusätzlicher Schaltung für orthogonale Ableitungen kann damit ohne weitere Vorrichtungen Vektorkardiogramme von guter Auswertbarkeit zeichnen.

Bei der Anwendung des Gerätes im klinischen Routinebetrieb der Medizinischen Abteilung eines mittelgroßen Krankenhauses zeigte sich, daß durch

Vektorkardiogramme in Ergänzung zur konventionellen Elektrokardiographie eine differenziertere Beurteilung von Schenkelblock- und Kammerhypertrophiebildern möglich ist und die Diagnose von Myocardinfarkten - besonders solchen lateraler und basaler Myocardbezirke - erleichtert wird.

Literaturverzeichnis.

- 1) Abel, H. Zeitschr.f.Kreislaufforsch. 52:1057 (1963)
- 2) Abel, H., Immel, E. Zeitschr.f.Kreislaufforsch.
52:457 (1963)
- 3) Abel, H. Arch.f.Kreislaufforsch. 37:168 (1962)
- 4) Abel, H. Internat.Koll.f.Vektorkardiographie
Wien, Sept. 1967
- 5) Abel, H., Lemmerz, A. H. Zeitschr.f.Kreislaufforsch.
56 Heft 3 (1967)
- 6) Abildskov, J.A. Circulation 14:556 (1956)
- 7) Abildskov, J.A., Hisey, B.L., Ingerson, W.E.
Am. Heart J. 55:104 (1958)
- 8) Abildskov, J.A., Pence, E.D. Circ. 13:263 (1956)
- 9) Abramson, H. Canad.M.A.J. 89:47 (1963)
- 10) Am.Heart Ass., Report of Committee on ECG
Circ. 35:583 (1967)
- 11) Arnaud, P. Internat.Koll.f.Vektorkardiographie
Wien, Sept. 1967
- 12) Baedeker, W.D. Zeitschr.f.Kreislaufforsch.52:184 (1963)
- 13) Bassi, G.P., Grazi, S., Libretti, A.
Cardiologia 43:31 (1963)
- 14) Bell, H. Brit. Heart J. 30:70 (1968)
- 15) Beswick, F.W., Jordan, R.C. Am.Heart J.67:232 (1964)
- 16) Beswick, F.W. Am.Heart J. 67:657 (1964)
- 17) Bilger, E. Internat.Koll.f.Vektorkardiographie
Wien, Sept. 1967

- 18) Birkhead, N.C. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 19) Böckl, E.M., Schaefer, H. Zeitschr. f.
Kreislaufforsch. 41:310 (1952)
- 20) Brigden, W., Shillingford, J. Brit.Heart J.
14:339 (1952)
- 21) Bristow, J.D. AmHeart J. 61:242 (1961)
- 22) Brody, D.A. AmHeart J. 51:211 (1956)
- 23) Brody, D.A. Circ. 29/II:533 (1964)
- 24) Burch, G.E. Circ. 7:558 (1953)
- 25) Burch, G.E., Abildskov, J.A., Cronvich, J.A.
" "Spatial Vectorcardiography" - Philadelphia 1953
- 26) Burch, G.E., Horan, L. Circ. 13:360 (1956)
- 27) Burch, G.E., Horan, L., Cronvich, J.A.
Circulation 18:325 (1958)
- 28) Burch, G.E. AmHeart J. 61:667 (1961)
- 29) Burch, G.E. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 30) Burger, H.C., van Milan, J.B., Klip, W.
AmHeart J. 1956 S. 26
- 31) Burger, H.C. AmHeart J. 67:512 (1964)
- 32) Castellanos Jr., A. Proc.Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 33) Charbonneau, N.F. Arch.f.Kreisl.forsch.
50:107 (1966)
- 34) Clifford, V.N. ref. in Circ.Supp. 31, 32:II-161 (1965)
- 35) Cohen, W. et al. AmHeart J. 61:656 (1961)
- 36) Cossio, P. et al. AmHeart J. 51:366 (1956)

- 37) Cronvich, J.A. et al. Circ. 2:126 (1950)
- 38) Cueto, J. et al. Circ. 33:588 (1966)
- 39) Coucet, P. et al. Am.J.of Card. 17:171 (1966)
- 40) Draper, H.W. et al. Circ. 30:853 (1964)
- 41) Duchosal, P.W. Am.Heart J. 72:287 (1966)
- 42) Effert, S. et al. Cardiologia 23:78 (1953)
- 43) Einthoven, W. Pflügers Arch. 122:517 (1908)
- 44) Einthoven, W. Pflügers Arch. 149:65 (1913)
- 45) Einthoven, W., Fahr, G., de Waart, A.
Pflügers Archiv 150:275 (1913)
- 46) Ekiel, J. Verhandlungen des 6. Internationalen
Colloquium vectorcardiographicum, Leipzig 1965
- 47) Fahr, G. Arch. Internal Med. 25:146 (1920)
- 48) Fearrington, E.L. et al. Am.Heart J. 67:599 (1964)
- 49) Fischmann, E.J. et al. Brit.Heart J. 16:351 (1954)
- 50) Fowlerjr., N.O., Helm, R.A. Circ. 7:573 (1953)
- 51) Frank, E. Circ. 13:737 (1956)
- 52) Frank, E. Am.Heart J. 51:34 (1956)
- 53) Gelfand, D. et al. Cardiologia 26:228 Fasc.4 (1955)
- 54) Giegler, I. Das Dt. Gesundheitswesen 22:241 (1967)
- 55) Gillmann, H. Z.f.Kreislaufforsch. 40:355 (1951)
- 56) Gillmann, H. "Einführung in die vektorielle
Deutung des EKG" - Darmstadt 1954
- 57) Gillmann, H. Arch.f.Kreislaufforsch. 28:79 (1958)
- 58) Gillmann, H. Z.f.Kreislaufforsch. 52:879 (1963)
- 59) Graf, W. et al. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

- 60) Grant, R.P., Estes, E.H. "Spatial Electro-
vectorcardiography" - Philadelphia 1951
- 61) Grishman, A. et al. Am.Heart J. 41:483 (1951)
- 62) Grishman, A. et al. Am.J.Med. 14:184 (1953)
- 63) Gunnar, R.M. et al. Circ. 35:158 (1967)
- 64) Hauss, W.H. et al. Fortschr.d.Med. 24:972 (1969)
- 65) Helm, R.A. et al. Am.Heart J. 45:835 (1953)
- 66) Helm, R.A. Am.Heart J. 53:415 (1957)
- 67) Hoffmann, I. et al. Circ. 29:562 (1964)
- 68) Hoffmann, I. et al. Am.Heart J. 70:295 (1955)
- 69) Holzmann, M. "Klinische Elektrokardiographie" 1965
- 70) Holzmann, M., Lichtlen, P. Internationales
Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967
- 71) Hugenholtz, P.G. et al. Circ. 24:808 (1961)
- 72) Hugenholtz, P.G. et al. Circ. 24:825 (1961)
- 73) Hugenholtz, P.G. et al. Circ. 30/II:511 (1964)
- 74) Internationales vektorkardiographisches Symposium
in Breslau 1959, Cardiologie IX, Heft 16
- 75) Karobath, H. Internationales Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 76) Kimura, N. et al. Internationales Kolloquium
für Vektorkardiographie, Wien 1967
- 77) Klajman, A. et al. Am. J. of Card. 11:187 (1963)
- 78) Knebel, R. et al. Internationales Kolloquium
für Vektorkardiographie, Wien 1967
- 79) Kovats-Hopff, L. et al. Cardiologia 48:269 (1966)
- 80) Kowarzyk, H. et al. Polski Tygodnik Lekarski 13 (1958)

- 81) Kowarzyk, H. et Z. Bulletin de l'Academie
Polonaise des Sciences Cl.VI-Vol.VI, 11-12 (1958)
- 82) Kowarzyk, H. et S. "Spatial Vectorcardiography"
Wroclaw 1960
- 83) Kowarzyk, H. et al. Sonderdruck Wroclaw 1960
- 84) Kowarzyk, H. et al. Polski Tygodnik Lekarski
16, Heft 26 (1961)
- 85) Kowarzyk, H. et al. Sonderdruck, Med. Hochschule
Wroclaw 1961
- 86) Kowarzyk, H. et al. Pol.Med.J.Vol.IV-4:687 (1965)
- 87) Kowarzyk, H. Verhandl.d.6.Internat.Coll.vector-
cardiographicum 1965 in Leipzig, Diskussion. Jena 1965
- 88) Kowarzyk, H. et al. "Neue Ergebnisse der
Elektrokardiologie" - Jena 1965
- 89) Kowarzyk, H. Internationales Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 90) Kowarzykowie, H. et Z. Cor et Vasa 1(1):12 (1959)
- 91) Kowarzykowie, H. et al. Suppl.P.A.N.W-wa 1961:114
- 92) Kowarzykowie, H. et Z. Bulletin de la Société des
amis des Sciences et des Lettres de Poznań;
Série C, XV (1966)
- 93) Král, V. Internat.Coll.vectorcardiogr. Leipzig 1965
- 94) Kwoczynski, J.K. et al. Cardiologia 24:276 (1954)
- 95) Lamb, L.E. et al. Cardiologia 43:41 (1963)
- 96) Lamb, L.E. et al. Am.Heart J. 44:165 (1952)
- 97) Laufberger, V. Internat.Coll.vectorcardiogr.Lieipzig 1965

- 98) Lawrie, T.D.V. et al. Internationales Kolloquium
für Vektorkardiographie, Wien 1967
- 99) Lemmerz, A.H. Med. Klinik 61:334 (1966)
- 100) Lemmerz, A.H. Med. Klinik 61:450 (1966)
- 101) Lemmerz, A.H. Herz-Kreislauf 1.Jahrgang Nr.2:100 (1969)
- 102) Lempert, G.L. Internat.Coll.vectorcardiogr. Leipzig 1965
- 103) Lempert, G.L. Internationales Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 104) Libanoff, A.J. et al. Am.J.of Card. 12:772 (1963)
- 105) Libanoff, A.J. Am.J.of Card. 14:339 (1964)
- 106) Lichtlen, P. "Klinische Vektor-Elektrokardiographie",
Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1969
- 107) Lichtlen, P. Internationales Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 108) Lyon, A.F. et al. Brit.Heart J. 30:172 (1968)
- 109) Mann, H. Arch.Intern.Med. 25:283 (1920)
- 110) Mann, H. Am.Heart J. 15:681 (1938)
- 111) Mayer, J.W. et al. Circ. 24:991 (1961)
- 112) Mayer, J.W. et al. Am.J.of Card. 11:613 (1963)
- 113) Mayer, R. Internationales Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 114) McCaughan, D. et al. Circ. 24:992 (1961)
- 115) McFee, R. et al. Am.Heart J. 62:93 (1961)
- 116) McFee, R. et al. Circ. 8:554 (1953) -
Circ. 9:255 (1954) - Circ. 9:866 (1954)
- 117) Miquel, C. Am.J.of Card. 1:57 (1958)

- 118) Mizuno, Y. Internationales Kolloquium
für Vektorkardiographie, Wien 1967
- 119) Oberwittler, W. Med. Welt 18:607 (1967)
- 120) Oczkowicz-Filanowicz, A. Internationales
Kolloquium für Vektorkardiographie, Wien 1967
- 121) Olejniczak, P. Z.ges.inn.Med. 19:300 (1964)
- 122) Pietras, R.J. Ref.Circ.Suppl. 31-32/II:172 (1965)
- 123) Pipberger, H.V. Arch.Kreisl.forsch. 29:58 (1959)
- 124) Pipberger, H.V. et al. Am.J.Med. 25:539 (1958)
- 125) Pipberger, H.V. et al. Proc. Long Island Jw. Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 126) Portheine, H. Arch.Kreisl.forsch. 28:56 (1958)
- 127) Portheine, H. Arch.Kreisl.forsch. 29:31 (1959)
- 128) Portheine, H. Arch.Kreisl.forsch. 37:237 (1962)
- 129) Portheine, H. Internat. Coll. vectorcardiogr.
Leipzig 1965
- 130) Portheine, H. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 131) Romhilt, D.W. et al. Circ. 37:15 (1968)
- 132) Rush, St. Arch.Kreisl.forsch. 50:109 (1966)
- 133) Ruttkay-Nedecky, I. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 134) Sangiorgi, M. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 135) Savjaloff, V. Z.f.Kreisl.forsch. 21:705 (1929)
- 136) Schaefer, H. "Das Elektrokardiogramm. Theorie
und Praxis" - Stuttgart 1951

- 137) Schaffer, A. Am.Heart J. 51:588 (1956)
- 138) Schaub, F.A. "Grundriß der klinischen
Elektrokardiographie", Documenta Geigy.
- 139) Schellong, F. Verh.Dt.Ges.Inn.Med. 48:288 (1936)
- 140) Scherlis, L. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 141) Schubert, E. Z.inn.Med. 19:17 (1964)
- 142) Schubert, E. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 143) Schuhfried, F. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 144) Selvester, R.H. et al. Circ. 31/I (1965)
- 145) Selvester, R. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 146) Shillingford, J., Bridgen, W. Brit.Heart J. 13:233 (1951)
- 147) Simonson, E. Circ. 7:403 (1953)
- 148) Simonson, E. et al. Circ. 9:105 (1954)
- 149) Simonson, E. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 150) Simonson, E. et al. Am.J.Cardiol. 17:829 (1966)
- 151) Sodi-Pallares, D. et al. Am.J.Cardiol. 12:139 (1963)
- 152) Stallmann, F.W. Arch.f.Kreisl.forsch. 25:291 (1957)
- 153) Stasiński, T. et al. Z.ges.inn.Med. 19:405 (1964)
- 154) Stern, E.A. et al. Am.Heart J. 51:53 (1956)
- 155) Strang, R.H. et al. Am.J.Cardiol. 12:758 (1963)
- 156) Tannenbaum, O. et al. Circ. 35:146 (1967)

- 157) Taymor, R.C. et al. Circ. 30:865 (1964)
- 158) Tobien, H.H. Z.f.Kreisl.forsch. 41:171 (1952)
- 159) Toyama, J. Jap.Circ.J. 31:1711 (1967)
- 160) Urschel, D.L. et al. Am.Heart J. 44:372 (1952)
- 161) Varriale, P. et al. Circ. 33:569 (1966)
- 162) Vogel, H. et al. Cardiologia 23:85 (1953)
- 163) Waller, A.D. Brit.Med.J. 2:751 (1889)
- 164) Walsh, T.J. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 165) Wenger, R. Z.f.Kreisl.forsch. 41:298 (1952)
- 166) Wenger, R. "Aktuelle Probleme der Vektor-
kardiographie" - Stuttgart 1968
- 167) Wenger, R. "Klinische Vektorkardiographie" -
Darmstadt 1969
- 168) Whipple, G.H. Am.Heart J. 44:384 (1952)
- 169) Williams, C. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 170) Williams, H.B. Am.J.Physiol. 35:292 (1914)
- 171) Williams, H.B. 1911, zitiert n. Lempert, G.L. 103)
- 172) Wilson, F. et al. Am.Heart J. 33:594 (1947)
- 173) Wirth, R. "Die vektorielle Information des EKG" -
München 1969
- 174) Witham, A. et al. Circ. 9:276 (1954)
- 175) Witham, A. Am.Heart J. 72:730 (1966)
- 176) Wolff, R. et al. Proc. Long Island Jewish Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966

- 177) Wyss, O.A.M. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 178) Yano, K. et al. Am.Heart J. 67:44 (1964)
- 179) Young, E. et al. Am.Heart J. 51:713 (1956)
- 180) Zak, J. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 181) Zao, Z.Z. et al. Arq.brasil.cardiol. 5:82 (1952)
- 182) Zao, Z.Z. et M.E. Arch.Kreisl.forsch. 50:87 (1966)
- 183) Zarday, I. von, Z.f.Kreisl.forsch. 38:258 (1949)
- 184) Zarday, I. von, Dt.med.Wschr. 75:175 (1950)

Lebenslauf.

Am 26. Mai 1927 wurde ich als Sohn des Rechtsanwalts und Notars Werner Kawel und seiner Ehefrau Margarethe in Berlin geboren. Von 1933 bis 1935 besuchte ich die Schule Scheffer-Malbrandt in Berlin-Steglitz, anschließend die 11. Volksschule in Berlin-Lichtenrade und danach die Ulrich von Hutten-Schule, die ich Ende 1944 wegen meiner Einberufung zum R.A.D. mit dem Reifevermerk verließ. Kurz nach der Kapitulation geriet ich zunächst in amerikanische, dann in britische Kriegsgefangenschaft, in der ich bis zum November 1945 im Ortslazarett Bellin für die Arbeiten des klinischen Laboratoriums verantwortlich war. Da mein Versuch, anschließend an der Oberschule Büsum (Internat für Kriegsgefangene) das vollgültige Abitur nachzuholen, durch meine Entlassung aus der Kriegsgefangenschaft verhindert wurde, besuchte ich vom 1.3.1946 an wiederum die Ulrich von Hutten-Schule, an der ich im Juni 1947 die Reifeprüfung mit Auszeichnung bestand. Vom Oktober 1947 bis zum Oktober 1948 war ich am Kinderkrankenhaus Berlin-Lichtenrade im klinischen Laboratorium und auf den Stationen praktisch tätig. Nachdem ich 1949 an der Freien Universität immatrikuliert worden war, bestand ich das Physikum und 1958 das Medizinische Staatsexamen mit den Noten "sehr gut". Meine im Juni 1958 am Krankenhaus Bethanien begonnene Tätigkeit als Pflichtassistent setzte ich vom August 1958 an am Städtischen Humboldt-Krankenhaus fort, von dem ich nach meiner Voll-Approbation als Assistenzarzt übernommen wurde. Seither arbeite ich - überwiegend auf der internen Abteilung - in diesem Hause.

